



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2001346775 A**(43) Date of publication of application: **18.12.01**

(51) Int. Cl.

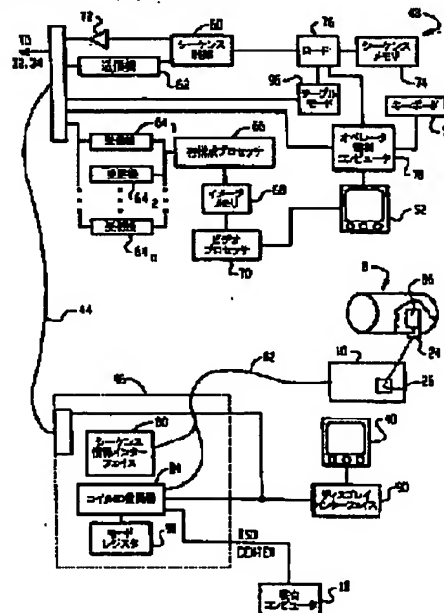
A61B 5/055
G01R 33/36(21) Application number: **2001106476**(22) Date of filing: **28.02.01**(30) Priority: **29.02.00 US 2000 516002**(71) Applicant: **MARCONI MEDICAL SYSTEMS
INC**(72) Inventor: **STAUBER JOHN R**
BURL MICHAEL**(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING COIL****(57) Abstract**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a technique to determine the type of coil of a magnetic resonance imaging coil existing in a magnetic resonance imaging device.

SOLUTION: A magnetic resonance imaging system includes a bed for a patient to selectively position a patient to an inspection ran. An imaging coil B is disposed to a range of interest for receiving magnetic resonance signals generated from the patient. A processor 48 conducts both controlling of imaging phenomenon and processing of the received signals from the imaging coil B. A plug and socket assembly 24 and 26 has a part closer to the imaging coil B and a part farther from it to provide selective electric connection between the imaging coil B and the processor 48. A non-volatile memory device 86 such as a 1-WIRE EEPROM is installed on the closer part of the plug-and-socket assembly 24 and 26 for storing various attributes related to the imaging coil B. The memory device 86 is mounted

on a coaxial connector 110 in the most convenient way.

COPYRIGHT: (C)2001,JPO



(11)特許出願公開番号
特開2001-346775
(P2001-346775A)

(43)公開日 平成13年12月18日(2001.12.18)

(51)Int.Cl.	識別記号	F I	サーチコード* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 7 0 4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/36			3 5 5
		G 0 1 N 24/04	5 3 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数10 OL 外国語出願 (全 30 頁)

(21)出願番号 特願2001-106476(P2001-106476)

(22)出願日 平成13年2月28日(2001.2.28)

(31)優先権主張番号 09/516002

(32)優先日 平成12年2月29日(2000.2.29)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 59617/467
マルコニ メディカル システムズ イン
コーポレイテッド
アメリカ合衆国 オハイオ州 44143 ク
リーヴランド マイナー ロード 595

(72)発明者 ジョン アール ストーパー
アメリカ合衆国 オハイオ州 44126 フ
ェアビュー パーク ダイアン ドライブ
4100

(74)代理人 100059959
弁理士 中村 稔 (外9名)

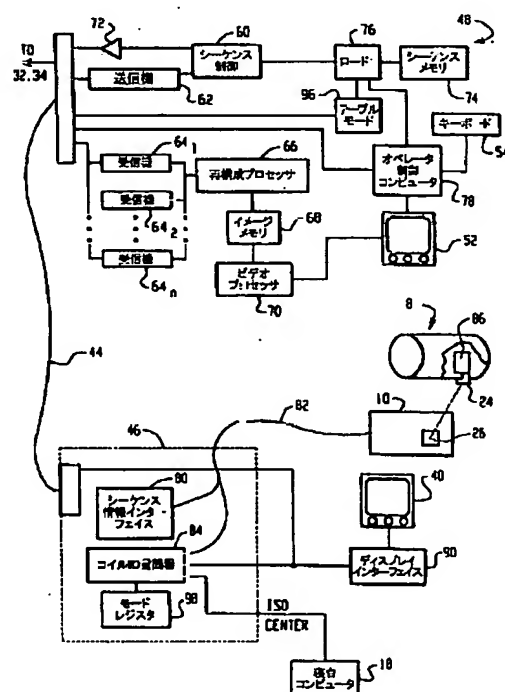
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング・コイル

(57) 【要約】

【課題】 磁気共鳴イメージング・コイルの
どんな形式のコイルが磁気共鳴イメージング装置内に存
在するかを決定する技術を提供する。

【解決手段】 磁気共鳴イメージング・システムは患者を選択的に検査領域に対して位置付ける患者寝台（１０）を含む。イメージング・コイル（Ｂ）は患者から発せられる磁気共鳴信号を受信するために興味有る領域の近くに配される。プロセッサ（４８）はイメージング事象の制御とイメージング・コイルから受信された信号の処理の両方を行なう。プラグ及びソケット集合体（２４、２６）はイメージング・コイルに対して近い部品と遠い部品を有し、イメージング・コイル（Ｂ）及びプロセッサ（４８）の間の選択的な電氣的接続を与える。１－ＷＩＲＥ（商標）ＥＥＰＲＯＭなどの不揮発性メモリ装置（８６）が、イメージ・コイルと関連したさまざまな属性を記憶するためにプラグ及びソケット集合体（２４、２６）の近い部品に取り付けられる。メモリ装置は同軸コネクター（１１０）に最も都合良く搭載される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】磁気共鳴イメージング装置において、検査領域に対して患者を選択的に位置付ける患者寝台（10）と、患者から発せられる磁気共鳴信号を少なくとも受信する興味有る領域の近くに配されたイメージング・コイル（22）と、イメージング事象を制御してイメージング・コイルから受信された磁気共鳴信号をイメージ表示に処理するプロセッサ（48）と、イメージング・コイル（22）に対して近い部品と遠い部品を有してイメージング・コイル（22）とプロセッサ（48）との間を選択的に接続するプラグ及びソケット集合体（24、26）と、プラグ及びソケット集合体（24、26）の近い部品に取付けられてイメージング・コイル（22）に関連した複数の属性（102、104、106、108）を記憶するメモリ装置（86）とを有する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】近い部品が、内部に画定された複数のチャンネル（124）を有する実質的に非導体のハウジング（24）と、複数のチャンネル（124）の選ばれた1つの内に配された少なくとも1つのコネクタと、各々が一端においてコネクタの1つに接続され他端においてイメージング・コイル（22）に接続された選択された数のデータ導線と、複数のチャンネル（124）の追加の1つの内に配された電気導体コネクタ（110）と、を備え、この追加のコネクタ（110）がメモリ装置（86）と電気的に通じている請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】遠い部品が、近い部品のハウジング（24）と係合するように構成された実質的に非導体のハウジング（26）と、ハウジングのチャンネル内に配されて近い部品と遠い部品の間に選択的なデータ経路を提供する近い部品のコネクタ（110）と協働するように構成された嵌合コネクタ（126）と、近い部品と遠い部品が係合した時にメモリ装置（86）上のデータ・ピン（118）と電気的に通ずる電気導線（122）と、を備えた請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】メモリ装置（86）が、コイル名（100）を記憶するように内部が構成されたプログラム可能読出し専用メモリを含む請求項1乃至3のいずれかに記載された磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】プログラム可能読出し専用メモリが、正確に1つのデータ及びパワー・ピン（114）及び接地ピン（112）を含む請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項6】イメージング・コイルに関連した属性データが、コイル操作（104）の選択されたモードに対してコイル・バイアス・パターン（106）を含む請求項1乃至5に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】磁気共鳴スキャナーに選択的に接続する磁器共鳴イメージング・コイルにおいて、イメージング・

コイルが、少なくともRF信号を受信するための無線周波数アンテナ（22）と、無線周波数アンテナ（22）に関連した複数の属性（100、102、104、106、108）を記憶するためのメモリ装置（86）と、無線周波数巻線と信号通信する複数のコネクタを持ったコイル側嵌合要素（24）と、メモリ装置（86）と接続された同軸導体（110）と、を有し、コイル側嵌合要素（24）が対応する嵌合要素（26）と選択的に機械的及びデータのに関連するように構成されている磁気共鳴イメージング・コイル。

【請求項8】メモリ装置（86）がコイル側嵌合要素内に配されたEEPROMを含む請求項7に記載の磁気共鳴イメージング・コイル。

【請求項9】記憶された属性が、コイル名（100）と磁気共鳴イメージング・コイルに関連するチャンネルの代表的な電流と電圧（102）とを含む請求項7又は8に記載された磁気共鳴イメージング・コイル。

【請求項10】記憶された属性が、代表的なモード（104）と、関連するバイアス・パターン（106）及び磁気共鳴イメージング・コイルに関連する有効受信信号パターン（108）とを含む磁気共鳴イメージング・コイル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴イメージング・システムについての無線周波数コイルに関し、特に、磁気共鳴スキャナーのための無線周波数コイル・フロント・エンド・インタフェース・システムに関する。本発明は特に無線周波数イメージング・コイルに関連するデータを識別しそして検索するインテリジェント検出及び認識システムに関連した応用を有する。本発明はまた、無線周波数コイル及び同様なものについてのスペクトロスコーピー（分光学）、ケーブル接続及びインターフェース・システムと関連した応用を有する。

【0002】

【従来の技術】水平又は孔タイプ磁気共鳴イメージ装置は普通、画像イメージを採られる患者を受けるような大きさを有する孔を含む。孔中に軸方向に時間的に一定な磁場を発生するための磁石集合体により孔は囲まれている。全身無線周波数及び勾配コイルが典型的に孔を囲む。患者寝台が患者を孔内に出し入れするために支持して移送する。より詳細には、患者寝台は普通、高さ調節される。患者支持表面は患者を孔内に置くために孔から引っ込めることがてき、そして孔内に伸張できる。

【0003】同様に、垂直磁場又は開口磁気共鳴イメージ装置においては、極部品は患者の上と下に典型的に配置される。磁石コイルが極と関連付けられて、極間に時間的に一定な垂直磁場を生成する。勾配磁場及び無線周波数コイルが典型的に極構造に搭載される。

【0004】頭又は心臓走査などの局所走査をする時、

別個の局所化したコイルが普通、患者の近くに近接して置かれる。ケーブル、典型的に同軸ケーブルがコイルと無線周波数受信機及び／又は送信機との間を接続する。

【0005】どんな形式のコイルが装置内に存在するかを決定する既知の技術の1つは、8ピン・コネクタを持ったコイル（特に、頭コイル）を開示する。ピンの選ばれた1つ若しくは選ばれたパターンは、挿入可能なコイルの8ビット2進値識別を提供するために接地に接続される。デジタル回路はどのピンが接地に短絡され又は短絡されていないかを、1又は0として読み、そして搭載されたコイルの形式をコンピュータに指示するためにデジタル論理を使用する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】このシステムの1つの欠点は、複数導体ケーブルを管理するのが大変複雑である。何故ならば、それは大きくて漂遊無線周波数信号を拾う傾向があるからである。さらに、もし線の1つ若しくは接点が故障すると、搭載されたコイルの間違った指示がコンピュータへ与えられる。この搭載されたコイルについての誤った間違った指示はイメージング・シーケンスを開始させて、患者を傷つけたり、磁気共鳴装置に損傷を与える。

【0007】このタイプのシステムの別の欠点は、コイル位置についてのデータ量の限界、特に8ビット、である。潜在的に必要なコイルの属性、例えば、モデル・ナンバー、各々について詳細を含んだ動作モード数、特定の切離し電圧、及び同等なもの全てを決定するために、典型的にはプロセッサによりアクセス可能なロック・アップ・テーブルを作ることによって解決する。換言すれば、コイルに関するデータはコイル自身には存在せず、更新や変更を困難にしている。

【0008】MR装置内で複数のコイルの内のどれが存在するかを決定する別の既知の技術は、プラグ又はRFコイルとプロセッサの間のインターフェイスに抵抗性の素子を使用する。従って、コイル側のプラグがMRシステムの受口に挿入される時、プロセッサは抵抗を測定でき、そして抵抗とコイル形式の既知の関係に基づいて挿入されたコイルを決定する。不都合なことに、この技術は個々のコイル形式の相対的に小さい数を識別できるだけである。さらに、一旦、抵抗値が決定されると、プロセッサは動作モード及び特性を確認するためにMR装置のシステム側に典型的に存在するロック・アップ・テーブルに頼らなければならない。

【0009】装置に潜在的に使用可能なさまざまなコイル間を識別するための別の技術は、システムのコイル側に埋め込まれたマイクロプロセッサ・システムを含む。マイクロプロセッサに基づいた解決はまた、1) プロセッサに電力を供給するために必要とされる追加の線、2) 電圧調節器、切離し及び／又はフィルタリング・キャパシター等の追加のサポート部品及びそれらを

搭載する印刷配線ボード、3) プロセッサのパッケージング材料の固有的に鉄的性質により発生される主磁場の局所的な歪、4) プロセッサに主「クロック」を提供するローカル発振器により発生されるEMI雑音を抑制及び／又は除去することに関連した全ての固有の問題、などのいくつかの不都合な観点から影響をこうむる。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の1つの実施の形態によれば、磁気共鳴イメージング装置はプロセッサにプラグ及びソケット集合体を介して選択的に接続されるイメージング・コイルを含む。プラグ及びソケット集合体は集合体のコイル側に近部品を、集合体のプロセッサ側に遠部品を有する。メモリ装置がイメージ・コイルに特有の属性のデータを記憶するためにプラグ及びソケット集合体の近部品に取り付けられる。

【0011】本発明の1つの利点は、可能な相対的に多数のIDコードにある。

【0012】本発明の別の利点は、その後の検索のためのコイル属性情報がコイル側に埋め込まれている又は記憶されていることにある。

【0013】別の利点は、MR側のソフトウェアを更新することなく新しいコイル及び／又は新しい機能を導入することができる能力にある。

【0014】

【発明の実施の形態】以下に、添付図面を参照して例示として本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0015】図1を参照すると、患者寝台集合体Aは患者と局所化コイル集合体Bを選択的に磁石ユニットCの検査領域内に及び外に挿入又は引っ込める。患者寝台Aは、磁石ユニットの孔14の内及び外へ手で移動可能又は駆動モーター12により駆動可能な患者支持表面10を含む。患者支持部分10は、患者支持表面10を選択的に上昇及び下降させるための挟みユニット又は他の機構システムと接続されたレール16に移動可能に搭載されている。非永久磁石が必要な時、患者支持部分10は複数の挿入可能な局所化コイルの選択された1つをその上に搭載するために孔から完全に引き出され又は孔中に完全に前進される。その後、患者が置かれて、患者支持表面が孔内に前進される。

【0016】各局所化されたコイルBは、誘電体形成器20を含み、その上に無線周波数コイル22が支持される。プラグ24が、患者支持表面10中に配置されたソケット26内に受けられるように局所化コイルと接続されている。あるコイルについては、プラグ24は他端がコイルに電気的に接続された同軸ケーブル束の一端に取り付けられる。

【0017】磁石ユニットCは、孔12の中心又はz軸に沿って時間的に一定な磁場を発生するための磁石30を含む。全身勾配コイル集合体32及び全身RFコイル

34は孔14の回りに搭載されている。無線周波数シールドが全身勾配及びRFコイルを分離する。もちろん、開又は垂直磁場磁石も使用できる。

【0018】オペレータ表示パネル40が、患者支持部分10の位置、RFコイルの形式、RFコイルの位置、RFコイルのどんな欠陥又は誤り、及び同等なものに関する情報の表示をオペレータに提供するために磁石集合体に搭載されている。オペレータ制御パネル42は、寝台トップ10又は同等なもの、の位置を制御するために寝台コンピュータ18と通信されるオペレータ命令を受ける。寝台搭載コンピュータ18の制御下で、駆動モータ12は局所化コイルの等角点が磁石ユニットCの等角点に位置するまで患者支持表面を選択的に孔内に前進する。

【0019】好ましくは光ファイバ・ケーブルであるケーブル44は、磁石室内に配置された寝台コンピュータ18及びインターフェイス・ボード46と、フロント・エンド・インタフェース、制御及び再構成コンピュータ集合体48を含みオペレータ制御施設内の磁石室外に位置するオペレータ制御ステーションDとの間のデータ通信を提供する。オペレータ・インターフェイス及び制御ステーション50は、CRT又はフラット・スクリーン・モニター52などの人間が読取可能なディスプレイと、キーボード54及びマウス56を含むオペレータ入力手段とを含む。

【0020】図2を参照すると、インターフェイス、制御及び再構成コンピュータ集合体48は、勾配及び無線周波数コイルに加えられる磁気共鳴シーケンスを制御するための磁気共鳴シーケンス制御器60を含む。デジタル送信機62が、シーケンス制御器の制御下で無線周波数コイルに無線周波数信号を送信する。複数のデジタル受信機 $64_1, 64_2, \dots, 64_n$ が、 n チャンネルの各々から受信された共鳴信号を復調し、そしてそれらを磁気共鳴信号をイメージ表示に再構成してイメージ・メモリ68に記憶する再構成プロセッサ66へ伝達する。ビデオ・プロセッサ70は選択的に記憶された再構成イメージ表示を抽出して、ビデオ・モニター52上の表示のためにデータをフォーマットする。シーケンス制御器60はまた、選択された磁気共鳴シーケンスの勾配磁場プロファイルを生成するために勾配コイル32

(図1)への電流を制御する勾配増幅器72を制御する。シーケンス・メモリ74は、システムが実行するようにプログラムされた多くの磁気共鳴シーケンスの各々を実行するための詳細な命令を記憶する。シーケンス・ローディング手段76は、キーボード又はマウス及びオペレータ制御コンピュータ78で制御されて、実行されるべき選択されたシーケンスのための詳細な命令をシーケンス制御器60中にロードする。

【0021】ケーブル44は、寝台コンピュータ18及びインターフェイス・ボード46へオペレータ命令及び

シーケンス命令を伝達する。インターフェイス・ボード46は、RFコイル・バイアス切換えパルス患者寝台集合体中をソケット26まで延びているフレキシブル・ケーブル82に伝達するシーケンス情報インターフェイス80を含む。局所化コイルBは、それと関連したプラグをその無線周波数コイルに接続するための適当な内部接続を有する。プラグ及びソケットはまた、コイル識別及び属性質問ユニット84を電子コイル属性記憶部品86と接続する。記憶部品86は、好ましくは、商品名1-WIRE (商標)でガラス・セミコンダクタなどから商業的に入手可能な2リードEEPROMである。

【0022】好適な実施の形態におけるコイル質問ユニット84は、EEPROM86に割当てられたアドレス空間を周期的にボールする。質問ユニット84により質問されたアドレスにデータが存在することにより決定されるコイルが発見された時、EEPROM86(以下に詳細に説明する)上に記憶された属性情報が、検索されて、ディスプレイ・インターフェイス9を介してオペレータ・ディスプレイ・パネル40に表示される。

【0023】コイル質問ユニット84はまた、コイル属性情報をケーブル上44で受け入れ可能モード記憶テーブル96へ伝達する。選択的に、受け入れ可能モード記憶テーブル96は、メモリ装置86から直接的に必要とされる時、アクセスされたモード・データと一緒に削除されても良い。受け入れ可能モード記憶テーブル96が、識別されたコイルによりサポートされるシーケンスのみがシーケンス制御器60中にロードされるように、シーケンス・ローディング手段76と相互作用をする。受け入れ可能モード・テーブル96は、どのシーケンスがロードすることができるかを決定するためにローディング手段76によりアクセス可能な選択されたモードのリスト以外の全てを締め出すためのインターロックとして作用する。

【0024】局所化無線周波数コイルBは、いかなる形式のいかなる幾何学的又は構成の受信、送信、又は送信及び受信コイルであってよい。それは同時に動作する又は配列トポロジで切換えられる複数のRFコイルを含んでも良い。RFケーブル82は、挿入可能なコイルに適当ないかなる直径の単一の同軸ケーブル、複数ケーブル、又は光ファイバ・ケーブルであってよい。

【0025】操作モードは、寝台コンピュータ又はバス44を介してシステム・コンピュータ78のいずれかにより設定できる。バスは好ましくは、MRシステムのいくつかの部品をデジiser・チェーンでつなぐシリアル・データ及びクロック・バスである。好ましくは、バスは異なるマスターがバスの制御を有することを許容するために定義されたプロトコルを持った複数マスター・バスである。寝台及びシステム・コンピュータは各々がマスターとして動作でき、そして全ての装置がバスのスレーブとして動作できる。

【0026】有効なコイルが検出されて識別された後、インターフェイス操作モードが選択されたモードをインターフェイス46上のモード・レジスタ98中に書き込むことにより選択される。モードは、適当なテスト手順が選択されたかどうかを検証するために、レジスタ98からシステム・コンピュータ78へ読み戻される。コイルは、レジスタ中のテスト・ビットをオン・オフしてテストされる。テスト・モードは、シーケンス情報インターフェイス80中で、全身コイル及び無線周波数信号送信／受信と同様に、寝台にプラグが差込まれたコイルのチャンネルを有効にする。コイル・テストの結果はまた、システム・コンピュータにより読取られるモード・レジスタ98中にも記憶される。もし、無効状態又は誤りがテスト・ユニットにより決定されると、ディスプレイ・インターフェイス90が寝台ディスプレイ40上に適当なエラー・メッセージを表示する。

【0027】フロント・エンド・インターフェイス48は、バス44への主リンクを提供する。フロント・エンド・インターフェイスは走査中にそれをオフするため、寝台の水平及び垂直移動の命令するため、そして寝台の現在位置を決定するために、寝台コンピュータへの通信を与える。寝台位置は配列コイル及び同等なものを設定するのに使用される。寝台に搭載されたインターフェイス46との通信は寝台にどのコイルが搭載されているかを決定し、そしてコイルについて実行されるべきテストを発生する。

【0028】同じ機能が、例えば、コイル属性記憶データの検出が、好ましくは寝台コンピュータ18とフロント・エンド・インターフェイス48との間に重複される。主システム・コンピュータは、走査開始前に、フロント・エンド・インターフェイスを介していくつかの仕事を開始する。例えば、走査コンピュータはバス44上で直接にEEPROM86にアクセスして、オペレータにコイル又はその欠如を知らせる。有効なコイルが検出された後、主システム・コンピュータは、モード・レジスタ98中にコイルに関連したモードを書き込むことにより、インターフェイス操作モードを選択してテストする。モードは、テスト・モードが適当に設定されたかを検証するためにモード・レジスタから読み戻される。コイルは、前と同じように、レジスタ98中のテスト・ビットをオン及びオフすることによりテストされる。テスト・モードは、シーケンス情報インターフェイス80中で、身体コイル及びパワー送信／受信スイッチと同様に、寝台にプラグが挿入されたコイルのチャンネルの全てを有効にする。コイル・テストの結果はシステム・コンピュータ中に読取られる。もし、誤り又は無効コイル状態があれば、適当なエラー・メッセージが表示される。デフォルトの操作モードがコイルに関連したモードをモード・レジスタ98中に書き込むことで選択され、そして操作モードが適当に選択されたことを検証するため

にモードがレジスタ98から呼び戻される。

【0029】インターフェイス・ボード46は、シーケンス・インターフェイス80中のRF可能信号を電力信号にインターロックする。送信期間中、インターフェイス・ボード46はバイアス電流が身体コイル中、高パワー無線周波数送信／受信スイッチ、及び寝台コネクタ26中にプラグが挿入されたどんなコイルにも正しいレベルで流れているかを確認するために検査する。受信可能期間中、身体コイルと高パワー送信／受信スイッチは同様な方法で検査される。診断インターフェイスは、システム・パワー上昇／下降シーケンス中及びシステム診断中に、バス44への主リンクを提供する。診断インターフェイスはさらに、診断機能を開始するために寝台コンピュータ18への通信を提供する。インターフェイス46との通信は、どのコイルが寝台に搭載されているかを決定し、そして診断機能中にコイルのテストを実行する。無線周波数増幅器との通信は、それが正しく動作しているかを決定し、そしてその内部のサブ・システムのどんな機能診断テストも実行する。システム・コンピュータとの通信は、診断機能を開始する。勾配増幅器との通信はまた診断機能を開始する。

【0030】図3を参照すると、電子コイル属性記憶部品86は好ましくは、例えば、商品名1-WIRE (商標)でガラス・セミコンダクタから商業的に入手可能な形式のEEPROMである。EEPROM86は、16バイトの最初のフィールド100がコイル名に割当てられるように構成されている。第2フィールド102は、四つの別々のチャンネルの各々について送信電流情報に加えて、受信及び送信電圧データを含むように構成されている。残りのフィールドは、例えば関連したバイアス・パターン106及び例えば関連した有効受信信号パターン108と共に、例えばモード名104により構成される。電圧及び電流情報及び他のコイル属性は、シーケンス制御60中及びシーケンス・インターフェイス80中で置かれた個々のコイルのために設定をカスタマイズするのに使用できる。

【0031】図4を参照すると、プラグ24が好ましくは、少なくとも1つの電気導体同軸接続要素110を受けるように形成された不導体材料から形成される。1-WIRE (商標)EEPROM86は接地ピン112と、メモリ装置から及び電力とデータが伝達されるアクティブ・ピン114を含む。1-WIRE (商標)EEPROMは、電気的な機能を有しない第3の物理ピンを有する。

【0032】図4、5及び6を併せて参照すると、ピン112は接続要素110の外側、接地、又はシールド要素116と電気的に接続している。さらに、ピン114はコネクタ110の中央導体118と電気的に通じている。誘電体120は、ソケット26の対応する部分と相互接続するために中央コネクタ118を保持する。ピ

ン114は、ソケット26内で対応する中央電気接点122と電気的に接触するように配置されている。図5をさらに参照すると、プラグ24がコイルB及びソケット26、このためMR装置自身に位置する処理装置、の間の追加の接続を形成するために適当な他の接続要素124を含む。当業者には理解されるように、他の接続要素124はコイルBからの磁気共鳴信号を処理装置へ接続し、MR装置からコイルへ電圧をバイアスし、光学データ及び同等を接続するのに使用できる。

【0033】図6を特に参照すると、プラグ24はソケット26に伸縮自在に受け取られるように構成されている。簡潔さのために、同軸接続110の1つのみが示されているが、上述したように他の接続も望ましい。プラグ24が好ましくは患者支持10中に埋め込まれているソケット26中に押し込まれる時、嵌合電気コネクタ126は同軸コネクタ110と整列されて伸縮自在に係合する。外側シールド要素は摩擦的にしっかりと係合してしっかりとした接地又はシールド接続を与える。中央要素の1つが、しっかりとした中央導体接続を与えるために他と摩擦的にそして伸縮自在に受けられる。

【0034】プラグ24がソケット26の位置と合っている時、当業者に理解されるように、ケーブル82の中央導体と1-WIRE (商標) EEPROMのデータ・ピン114の間が電気的に通じている。当業者に理解さ

れるように、説明されたプラグ/ソケット集合体は、プラグとソケットの間の摩擦により電気的及び機械的の両方の係合を確保する。さらに、プラグ24はどんな特定の個別のコイルにより必要とされる同軸接続の数のみをサポートする必要があるが、ソケット26は最大数の接続を有するプラグを受け取るように構成されている。

【0035】本発明が好適な実施の形態について説明された。上記詳細説明を読んで理解すれば修正や変更が当然にできる。このような修正や変更も添付の特許の請求の範囲の記載の範囲内又はその均等物に入る限り本発明は含むと解されることを意図している。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージング・システムの概略図。

【図2】本発明によるフロント・エンド・インタフェースと関連したハードウェアの詳細を示すブロック図。

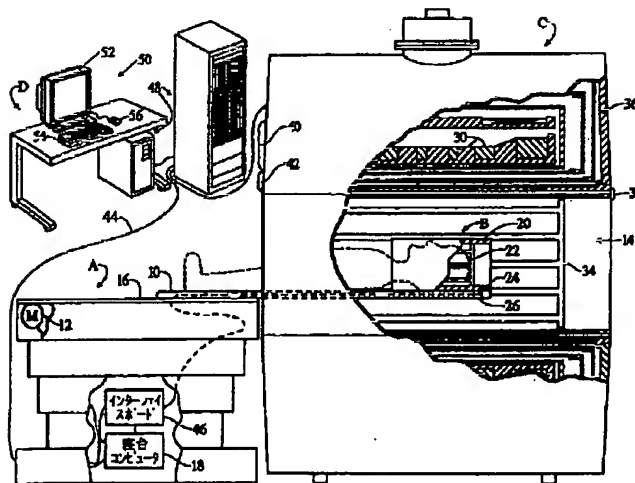
【図3】本発明に適当なメモリ装置内のデータ配列の例示的説明を示す図。

【図4】プラグ内の同軸コネクタとメモリ装置を例示的に示す図。

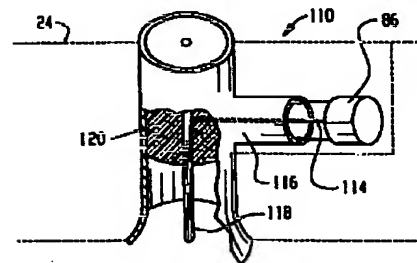
【図5】図4のプラグの別の図。

【図6】本発明に適当な例示的なプラグ及びソケット集合体の図。

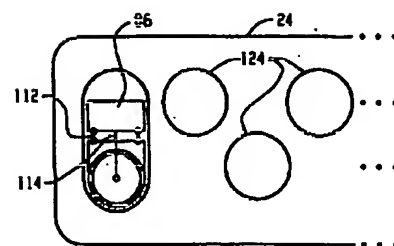
【図1】



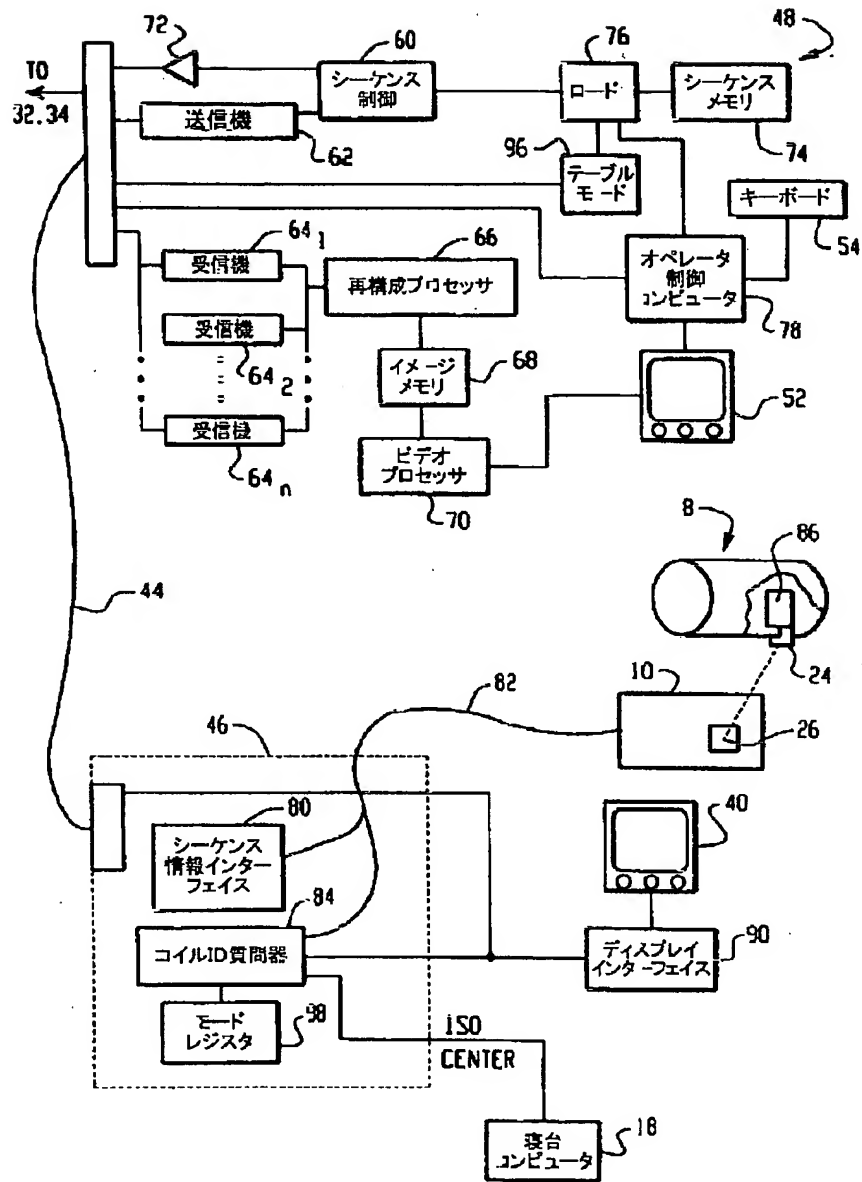
【図4】



【図5】



【図2】



【図3】

コイル名<表示のため>16バイト									
Rx 電圧	ch 1	Rx 電圧	ch 2	Rx 電圧	ch 3	Rx 電圧	ch 4		
Tx 電圧	ch 1	Tx 電圧	ch 2	Tx 電圧	ch 3	Tx 電圧	ch 4		
Tx 電流	ch 1	Tx 電流	ch 2	Tx 電流	ch 3	Tx 電流	ch 4		
4 バイト		4 バイト		4 バイト		4 バイト			
モード名	1	ニール・ハイアス・パターン				有効受信信号パターン			
14 バイト		モード	1	モード	1	モード	1		
		1=受信	0=送信	1=受信	0=送信	1=有効信号	1 バイト		
モード名	2								
モード名	3								
8モード可能									
160 バイト									

100

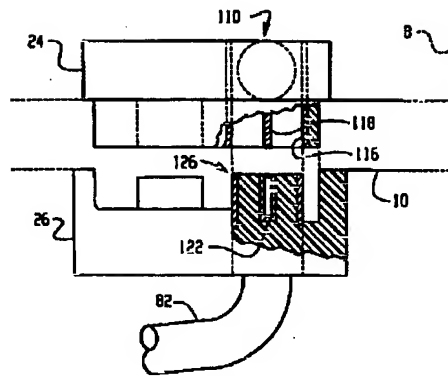
102

104

106

108

【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 マイケル ブール
アメリカ合衆国 オハイオ州 44022 チ
ャグリッ フォールズ ホーソン ドライ
ブ 182

Fターム(参考) 4C096 AB37 AB38 AD10 AD24 CC17
EA06

【外国語明細書】

MAGNETIC RESONANCE IMAGING COILS

The present invention relates to radio frequency coils for magnetic resonance imaging systems, especially the radio frequency coil front end interface system for magnetic resonance scanners. The invention finds particular application in conjunction with an intelligent detection and recognition system for identifying and retrieving data associated with a radio frequency imaging coil. The invention will also find application in conjunction with spectroscopy, cable connection and interface systems for radio frequency coils and the like.

Horizontal or bore-type magnetic resonance imagers commonly include a bore dimensioned to receive a patient to be imaged. The bore is surrounded by a magnet assembly for generating a temporally constant magnetic field axially through the bore. Whole body radio frequency and gradient coils typically surround the bore. A patient couch supports and transports the patient into and out of the bore. More specifically, the patient couch is commonly height adjustable. The patient support surface is retractable from the bore for positioning the patient therein and extendable into the bore.

Analogously, in vertical field or open magnetic resonance imagers, pole pieces are typically positioned above and below the patient. Magnetic coils are associated with the poles to create a temporally constant field vertically between them. Gradient field and radio frequency coils are typically mounted to the pole structures.

When doing localized scans such as head or heart scans, a distinct localized coil is

- 2 -

commonly positioned closely adjacent the patient. Cables, typically coaxial cables, are connected between the coil and a radio frequency receiver and/or transmitter.

One known technique to determine what type of coil is in a machine discloses a coil (specifically, a head coil) with an 8-pin connector. A selected one or a selected pattern of the pins are connected to ground to provide an 8-bit binary identification of the insertable coil. A digital circuit reads which pins are and are not shorted to ground as 1's and 0's and uses digital logic to indicate to the computer the type of coil installed.

One disadvantage of this system is that it is very complex to manage a multiple conductor cable because it is large and prone to pick up stray radio frequency signals. Moreover, if one of the wires or contacts fails, an incorrect indication of the type of the installed coil is provided to the computer. This erroneous indication of the installed coil could cause an imaging sequence to be initiated which could injure the patient or cause damage to the magnetic resonance equipment.

Another disadvantage of this type of a system is the limited amount of data located on the coil, specifically 8 bits. To determine all of the potentially needed attributes of a coil, for example, model number, number of operating modes including details for each, particular decoupling voltages and the like, resort is typically made to a look-up-table accessible to the processor. In other words, the data for the coil is not resident on the coil itself, making upgrades and changes difficult.

Another known technique to determine which one of a plurality of coils is in a MR machine

uses a resistive element at a plug or interface between the RF coil and the processor. Accordingly, when the coil side plug is inserted into the MR system receptacle, the processor can determine the resistance, and then determine the inserted coil based on a known relationship between resistance and coil type. Undesirably, this technique can only distinguish a relatively small number of discrete coil types. Further, once the resistive value is determined the processor must still resort to a lookup table, typically resident on the system side of the MR machine, to ascertain operating modes and characteristics.

Yet another technique to distinguish between a variety of coils potentially usable in a machine involves a microprocessor system buried within the coil side of the system. The microprocessor based solution also suffers from several undesirable aspects such as: 1) An additional line required for providing power to the processor, 2) Additional support components, like voltage regulators, decoupling and/or filtering capacitors, etc., and a printed wiring board on which to mount them; 3) The inherently ferrous nature of the packaging materials of processors, which can lead to localized distortion of the main magnetic field; and 4) All the inherent problems associated with suppressing and/or eliminating the EMI noise generated by the local oscillator which provides the main "clock" for the processor.

In accordance with one embodiment of the present invention, a magnetic resonance imaging apparatus includes an imaging coil selectively connectable to a processor through a plug and socket assembly. The plug and socket assembly has a proximal component on the coil side of the assembly, and a distal component on the processor side of the assembly. A memory device is affixed to the proximal component of the plug and socket assembly for

- 4 -

storing data attributes particular to the image coil.

One advantage of the present invention resides in the relatively large number of ID codes possible.

Another advantage of the present invention resides in the coil-side embedding or storage of coil attribute information for subsequent retrieval.

Yet another advantage resides in the ability to introduce new coils and/or new functionality without having to update MR-side software.

Ways of carrying out the invention will now be described in detail, by way of example, with reference to the accompanying drawings, in which:

FIGURE 1 is a diagrammatic illustration of a magnetic resonance imaging system in accordance with the present invention;

FIGURE 2 is a more detailed diagrammatic illustration including details of the front end interface and related hardware in accordance with the present invention;

FIGURE 3 is an exemplary illustration of a data arrangement within the memory device suitable to the present invention;

FIGURE 4 is an exemplary illustration of a coaxial connector and memory device within

a plug;

FIGURE 5 is another view of the plug of Figure 4; and

FIGURE 6 is an illustration of an exemplary plug and socket assembly suitable for the present invention.

With reference to FIGURE 1, a patient couch assembly A selectively inserts and retracts a patient and a localized coil assembly B into and out of an examination region of a magnet unit C. The patient couch A includes a patient supporting surface 10 which is drivable by a drive motor 12 or manually movable into and out of a bore 14 of the magnet unit. The patient supporting portion 10 is slidably mounted on rails 16 which are connected with a scissor unit or other mechanical system for selectively raising and lowering the patient supporting surface 10. When a non-permanent coil is needed, the patient supporting portion 10 is fully withdrawn from the bore or advanced fully through the bore to mount a selected one of a plurality of insertable localized coils thereon. Thereafter, the patient is positioned and the patient supporting surface is advanced into the bore.

Each localized coil B includes a dielectric former 20 on which a radio frequency coil 22 is supported. A plug 24 is connected with the localized coil for receipt in a socket 26 disposed in the patient supporting surface 10. With certain coils, the plug 24 is affixed to one end of a coaxial cable bundle with the other end electrically connected to the coil.

The magnet unit C includes magnets 30 for generating a temporally constant magnetic field

- 6 -

along a central or z-axis of the bore 12. A whole body gradient coil assembly 32 and a whole body RF coil 34 are mounted around the bore 14. A radio frequency shield separates the whole body gradient and RF coils. Of course, open or vertical field magnets are also contemplated.

An operator display panel 40 is mounted to the magnet assembly for providing a display to the operator concerning the position of the patient supporting portion 10, the type of RF coil, the location of the RF coil, any errors or defects in the RF coil, and the like. An operator control panel 42 receives operator commands which are communicated to the couch computer 18 for controlling position of the couch top 10, and the like. Under the control of a couch mounted computer 18, the drive motor 12 selectively advances the patient supporting surface into the bore until an isocenter of the localized coil is at an isocenter of the magnet unit C.

A cable 44, preferably a fiber optic cable, provides data communication between the couch computer 18 and an interface board 46 disposed within the magnet room and an operator control station D located outside the magnet room in an operator control facility including a front end interface, control and reconstruction computer assembly 48. An operator interface and control station 50 includes a human-readable display such as a CRT or flat screen monitor 52 and operator input means including a keyboard 54 and a mouse 56.

With particular reference to FIGURE 2, the interface, control, and reconstruction computer assembly 48 includes a magnetic resonance sequence controller 60 for controlling magnetic

- 7 -

resonance sequences that are applied to the gradient and radio frequency coils. A digital transmitter 62 transmits radio frequency signals under the control of the sequence controller to the radio frequency coils. A plurality of digital receivers 64₁, 64₂, ..., 64_n demodulate the received resonance signals from each of n channels and conveys them to a reconstruction processor 66 which reconstructs the magnetic resonance signals into an image representation which is stored in an image memory 68. A video processor 70 selectively extracts portions of the stored reconstructed image representation and formats the data for display on the video monitor 52. The sequence controller 60 also controls gradient amplifiers 72 which control current to the gradient coils 32 (Fig. 1) to create the gradient field profiles of the selected magnetic resonance sequence. A sequence memory 74 stores detailed instructions for performing each of the numerous magnetic resonance sequences which the system is programmed to perform. A sequence loading means 76 is controlled by the keyboard or mouse and an operator control computer 78 to load the detailed instructions for a selected sequence into the sequence controller 60 to be performed.

The cable 44 conveys the operator instructions and sequence instructions to the couch computer 18 and the interface board 46. The interface board 46 includes a sequence information interface 80 which conveys the RF coil bias switching pulses to a flexible cable 82 which extends through the patient couch assembly to the socket 26. The localized coil B has appropriate internal connections to connect its associated plug with its radio frequency coils. The plug and socket also connect a coil identification and attribute interrogation unit 84 with an electronic coil attribute storage component 86. Preferably, the storage component 86 is a two lead EEPROM such as is commercially available from

- 8 -

Dallas Semiconductor under the trade name 1-WIRE™.

The coil interrogation unit 84 in the preferred embodiment periodically polls address space allotted to the EEPROM 86. When a coil is found, as determined by the presence of data populating the address queried by the interrogation unit 84, the attribute information stored on the EEPROM 86 (more fully discussed below) is retrieved and displayed, through display interface 90, to the operator display panel 40.

The coil interrogator 84 also conveys the coil attribute information on the cable 44 to an acceptable mode storage table 96. Optionally, the acceptable mode storage table 96 may be eliminated with mode data accessed when needed directly from the memory device 36.

The acceptable mode storage table 96 interacts with the sequence loading means 76 such that only sequences which are supported by the identified coil are loaded into the sequence controller 60. The acceptable mode table 96 acts as an interlock to lock out all but a selected list of modes, which may be accessed by the loading means 76 to determine which sequences are acceptable to be loaded, or the like.

The localized radio frequency coil B may be any type of receive, transmit, or transmit and receive coil of any geometry or configuration. It may contain multiple RF coils which operate in a simultaneously or switched array topology. The RF cable 82, may be a single coaxial cable of any diameter, multiple cables or fiber optic cables as may be appropriate to the insertable coil.

- 9 -

The operating modes can be set either by the couch computer 18 or the system computer 78 via the bus 44. The bus is preferably a serial data and clock bus which daisy chains through several parts of the MR system. Preferably the bus is a multi-master bus with a defined protocol to permit different masters to have control of the bus. The couch and system computers can each act as masters and all of the devices act as slaves to the bus.

After a valid coil is detected and identified, the interface operating mode is selected by writing the selected mode into the mode register 98 on the interface 46. The mode is read back from the register 98 to the system computer 78 to verify that the proper test procedures have been selected. The coil is tested by turning the test bit on and off in the register. The test mode validates the channels of the coil which are plugged into the couch as well as the whole body coil and the radio frequency signal transmit/receive switch in the sequence information interface 80. The results of the coil test are also stored in the mode register 98 to be read by the system computer. If an invalid status or error is determined by the test unit, the display interface 90 displays the appropriate error message on the couch display 40.

The front end interface 48 provides the primary link to the bus 44. The front end interface provides communication to the couch computer to turn it off during a scan, to command horizontal and vertical motion of the couch, and to determine the current position of the couch. The couch position is used to set up array coils, and the like. Communication with the couch mounted interface 46 determines which coil is installed on the couch and causes the testing to be performed on the coil.

Some functions are preferably duplicated between the couch computer 18 and the front end interface 48, for example, detection of the coil attribute storage data. The main system computer initiates several tasks through the front end interface prior to initiation of a scan. For example, the scan computer accesses the EEPROM 86 directly over the bus 44 and notifies the operator of the coil or lack thereof. After a valid coil is detected, the primary system computer selects and tests the interface operating mode by writing the mode associated with that coil into the mode register 98. The mode is read back from the mode register to verify that the test mode has been properly set. The coil is tested as before by turning the test bit on and off in the register 98. The test mode validates all channels of the coil which are plugged into the couch, as well as the body coil and the power transmit/receive switch in the sequence information interface 80. The results of the coil test are read into the system computer. If there is an error or invalid coil status, the appropriate error message is displayed. The default operating mode is selected by writing the mode associated with the coil into the mode register 98 and reading back the mode from register 98 to verify that the operating mode has been properly selected.

The interface board 46 is interlocked with an RF enable signal to a power signal in the sequence interface 80. During the transmit period, the interface board 46 checks to make sure that the bias current is flowing at the correct levels in the body coil, the high power radio frequency transmit/receive switch, and any coils plugged into the couch connector 26. During the receive enable period, the body coil and the high power transmit/receive switch are checked in a similar manner. The diagnostic interface provides the primary link to the bus 44 during system power-up/down sequences and during the system diagnostics. The diagnostic interface further provides communication to the couch computer 18 to initiate

- 11 -

diagnostic functions. Communication with the interface 46 determines which coil is installed on the couch and performs tests of the coil during diagnostic functions. Communication with the radio frequency amplifier determines whether it is operating properly and performs any functional diagnostic tests of its internal sub-systems. Communications with the system computer initiate diagnostic functions. Communications with the gradient amplifier also initiate diagnostic functions.

With reference to Figure 3 the electronic coil attribute storage component 86 is preferably an EEPROM of the type commercially available from, for example, Dallas Semiconductor under the trade name 1-WIRE™. The EEPROM 86 is organized such that a first field 100 of 16 bytes is allotted for the coil name. A second field 102 is organized to contain receive and transmit voltage data in addition to transmit current information for each of four separate channels. The remaining fields are organized by mode name, e.g. 104; with associated bias patterns, e.g. 106; and associated valid receive signal patterns, e.g. 108. The voltage and current information and other coil attributes can also be used to customize settings in the sequence control 60 and the sequence interface 80 for the individual coil in place.

With reference now to Figure 4, the plug 24 is preferably formed from a non-conductive material shaped to receive at least one electrically conductive coaxial connection element 110. The 1-WIRE™ EEPROM 86 includes a ground pin 112, and an active pin 114 on which power and data are conveyed to and from the memory device. The 1-WIRE™ EEPROM has a third physical pin which has no electrical function.

- 12 -

Cross referencing now Figure 4, 5, and 6 pin 112 is in electrical communication with the outer, ground or shield element 116 of connection element 110. Additionally, the pin 114 is in electrical communication with a central conductor 118 of the connector 110. A dielectric 120 holds the central connector 118 in place to interconnect with corresponding portions of the socket 26. The pin 114 is disposed such that it makes electrical contact with a corresponding central electrical contact 122 within the socket 26. Further reference to Figure 5 illustrates that the plug 24 contains other connection elements 124 suitable to make additional connections between the coil B and the socket 26, hence the processing equipment located on the MR device itself. Those skilled in the art will appreciate that the other connection elements 124 can be used to connect magnetic resonance signals from the coil B to the processing equipment, biasing voltages from the MR machine to the coil, optical data and the like.

Referring in particular to Figure 6, the plug 24 is adapted to be telescopically received by the socket 26. To improve clarity, only one of the coaxial connections 110 is shown although others are desirable as discussed above. As the plug 24 is urged into the socket 26, preferably embedded within the patient support 10, a mating electrical connector 126 is aligned with and telescopically engages the coaxial connector 110. The outer shield elements firmly frictionally engage to provide a secure ground or shield connection. One of the center elements is frictionally received telescopically in the other to provide a secure center conductor connection.

When the plug 24 is in place within the socket 26, those skilled in the art will appreciate

- 13 -

that electrical communication is established between the center conductor of cable 82 and the data pin 114 of the 1-WIRE™ EEPROM. Those skilled in the art will appreciate that the plug/socket assembly illustrated ensures both electrical and mechanical engagement by friction between the plug and socket. Moreover, while the plug 24 need only support the number of coaxial connections needed by any particular individual coil, the socket 26 is configured so as to receive the plug having the maximum number of connections.

The invention has been described with reference to the preferred embodiments. Modifications and alterations will naturally occur to others upon reading and understanding the preceding detailed description. It is intended that the invention be construed as including all such modifications and alterations insofar as they come within the scope of the appended claims, or the equivalents thereof.

CLAIMS

1. Magnetic resonance imaging apparatus comprising: a patient couch (10) which selectively positions a patient relative to an examination region; an imaging coil (22) disposed adjacent a region of interest which at least receives magnetic resonance signals emanating from the patient; a processor (48) which controls an imaging event and processes received magnetic resonance signals from the imaging coil into an image representation; a plug and socket assembly (24, 26) having a proximal component and a distal component relative to the imaging coil (22), the plug and socket assembly (24,26) selectively connecting the imaging coil (22) and the processor (48); and a memory device (86) affixed to the proximal component of the plug and socket assembly (24, 26) which stores a plurality of attributes (102, 104, 106, 108) associated with the imaging coil (22).

2. Magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1, wherein the proximal component comprises: a substantially non-conductive housing (24) having a plurality of channels (124) defined within; at least one connector disposed within selected ones of the plurality of channels (124); a selected number of data leads, each affixed at one end to one of the connectors, and affixed at an opposite end to the imaging coil (22); and an electrically conductive connector (110) disposed within an additional one of the plurality of channels (124), wherein the additional connector (110) is in electrical communication with the memory device (86).

3. Magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 2, wherein the distal component comprises: a substantially non-conductive housing (26) adapted to engage with

- 15 -

the housing (24) of the proximal component; mating connectors (126) disposed within channels in the housing, the connectors (126) adapted to cooperate with the connectors (110) of the proximal component providing a selective data path between the proximal component and the distal component; and an electrical lead (122) in electrical communication with a data pin (118) on the memory device (86) when the proximal and distal components are engaged.

4. Magnetic resonance imaging apparatus as claimed in any one of claims 1 to 3, wherein the memory device (86) comprises a programmable read only memory internally configured to store a coil name (100).

5. Magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 4, wherein the programmable read only memory comprises exactly one data and power pin (114) and a ground pin (112).

6. Magnetic resonance imaging apparatus as claimed in any one of claims 1 to 5, wherein the data attributes associated with the imaging coil comprise coil bias patterns (106) for selected modes of coil operation (104).

7. Magnetic resonance imaging coil for selective operable connection to a magnetic resonance scanner, the imaging coil comprising: a radio frequency antenna (22) for at least receiving RF signals; a memory device (86) for storing a plurality of attributes (100, 102, 104, 106, 108) associated with the radio frequency antenna (22); a coil-side mating element (24) having a plurality of connectors in signal communication with the radio frequency

windings and a coaxial connector (110) connected with the memory device (86), the coil-side mating element (24) being adapted for selective mechanical and data association with a corresponding mating element (26).

8. Magnetic resonance imaging coil as claimed in claim 7, wherein the memory device (86) comprises of an EEPROM disposed within the coil-side mating element.

9. Magnetic resonance imaging coil as claimed in claim 7 or claim 8, wherein the stored attributes comprise a coil name (100) and representative currents and voltages (102) for channels associated with the magnetic resonance imaging coil.

10. Magnetic resonance imaging coil as claimed in any one of claims 7 to 9, wherein the stored attributes comprise representative modes (104), associated bias patterns (106) and valid receive signal patterns (108) associated with the magnetic resonance imaging coil.

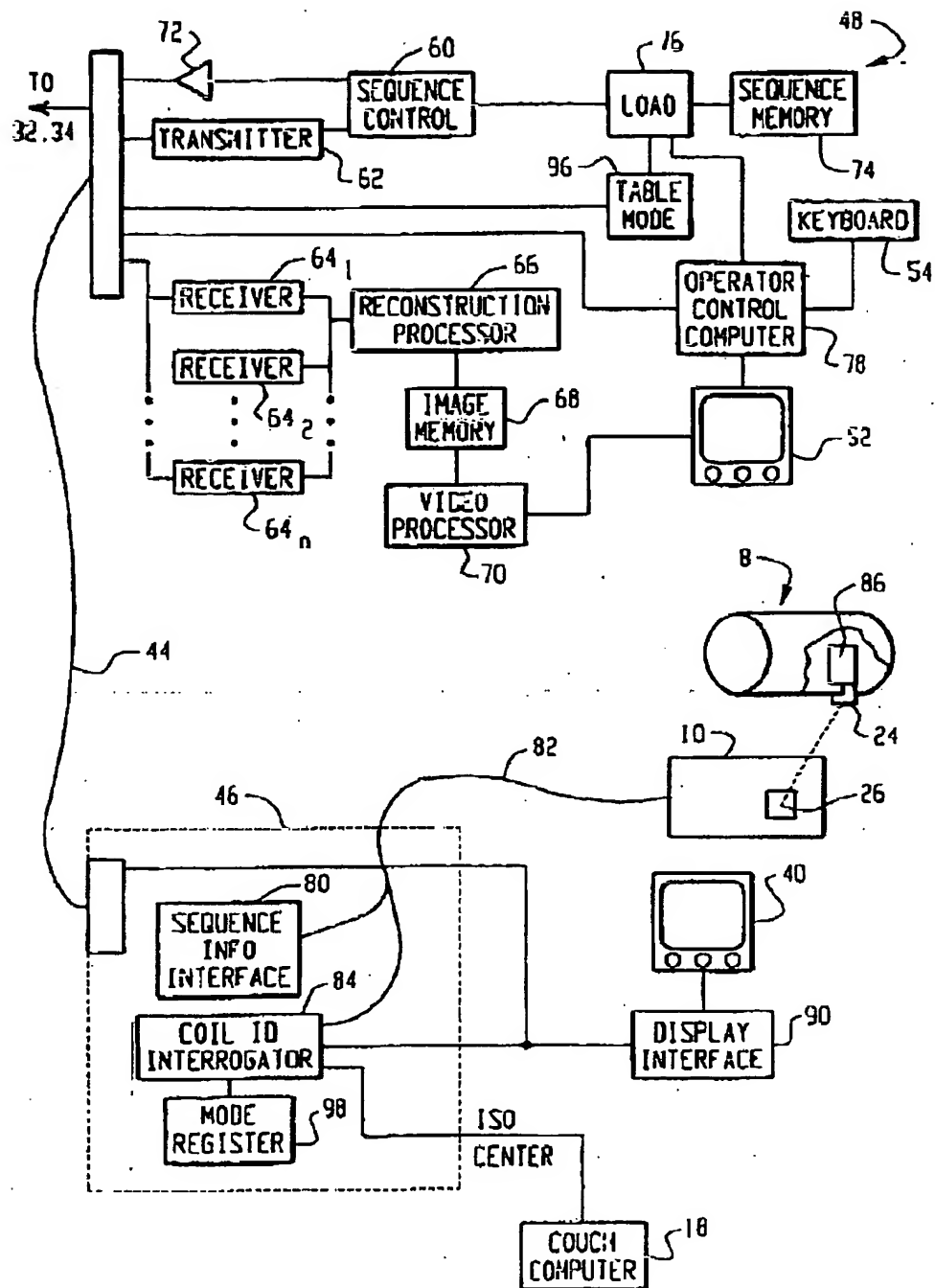
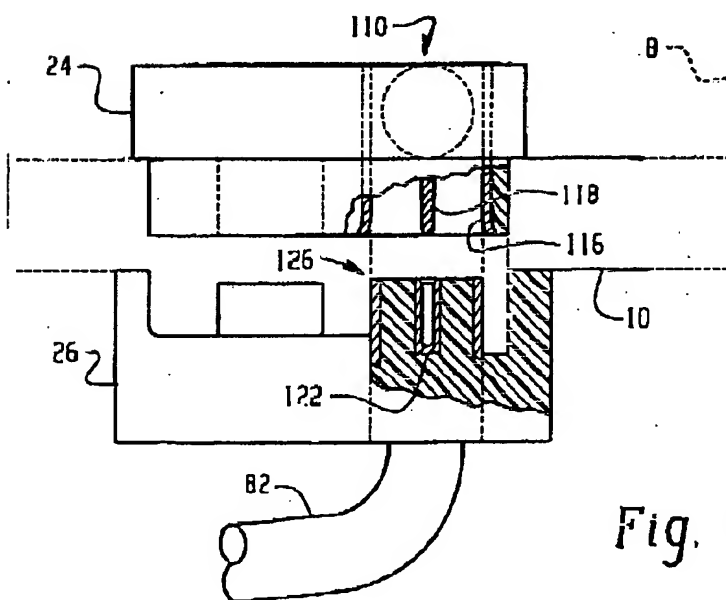
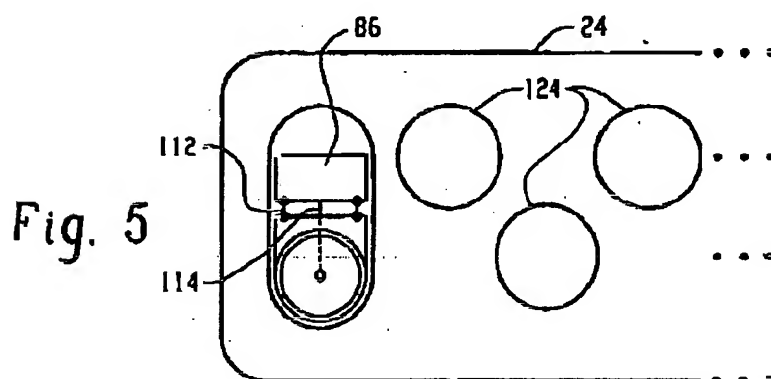
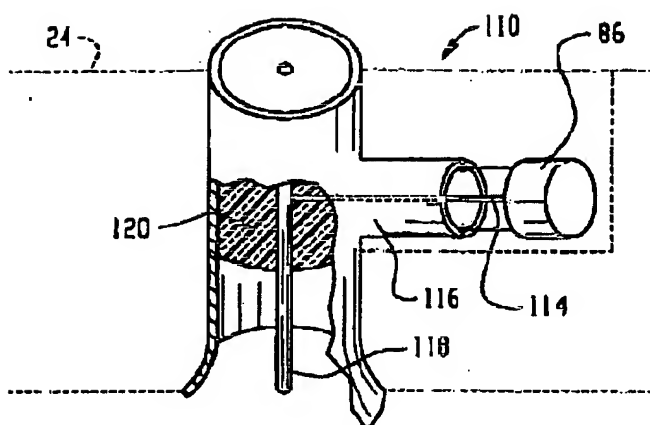


Fig. 2

Coil name <for display> 16 bytes			
100	Rx voltage ch 1 Tx voltage ch 1 Tx current ch 1 4 bytes	Rx voltage ch 2 Tx voltage ch 2 Tx current ch 2 4 bytes	Rx voltage ch 3 Tx voltage ch 3 Tx current ch 3 4 bytes
	102	104	108
	Mode name 1 14 bytes	Coil Bias Pattern, mode 1 1 = receive, 0 = transmit 1 byte	Valid receive signal pattern, mode 1 1 = valid signal 1 byte
106			
Mode name 2			
Mode name 3			
Eight modes possible 160 bytes			
108			

Fig. 3



ABSTRACT

MAGNETIC RESONANCE IMAGING COILS

A magnetic resonance imaging system includes a patient couch (10) which selectively positions a patient relative to an examination region. An imaging coil (B) is disposed adjacent to a region of interest for receiving magnetic resonance signals emanating from the patient. A processor (48) both controls the imaging event and processes received signals from the imaging coil. A plug and socket assembly (24, 26) having a proximal component and a distal component relative to the imaging coil provides selective electrical connectivity between the imaging coil (B) and the processor (48). A non-volatile memory device (86), such as a 1-WIRE™ EEPROM, is affixed to the proximal component of the plug and socket assembly (24, 26) for storing a variety attributes associated with the imaging coil. The memory device is most conveniently mounted to a coaxial connector (110).

(Figure 2)